

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56—97872

⑮ Int. Cl.³
G 01 N 33/72

識別記号

庁内整理番号
6422—2G

⑯ 公開 昭和56年(1981)8月6日

発明の数 1
審査請求 未請求

(全 8 頁)

⑭ 血中ヘモグロビン濃度測定材料

朝霞市大字溝沼105番地富士写
真フィルム株式会社内

⑰ 特 願 昭55—435

⑰ 発 明 者 近藤朝士

⑱ 出 願 昭55(1980)1月7日

朝霞市大字溝沼105番地富士写
真フィルム株式会社内

⑲ 発 明 者 北島昌夫

⑱ 出 願 人 富士写真フィルム株式会社

朝霞市大字溝沼105番地富士写
真フィルム株式会社内

南足柄市中沼210番地

⑳ 発 明 者 新井文規

㉑ 代 理 人 弁理士 深沢敏男 外1名

明 細 書

1. 発明の名称 血中ヘモグロビン濃度測定材料

2. 特許請求の範囲

水不透過性支持体の上に親水性バインダー層および親水性の多孔性展開層がこの順に一体に設けられてなる血中ヘモグロビン濃度測定材料において、該多孔性展開層が単位面積当りには一定容量の血液試料が該多孔性展開層に含まれるように血液試料液が展開されるよう構成したことを特徴とする血中ヘモグロビン濃度測定材料。

3. 発明の詳細な説明

本発明は血液学分野における重要な検査項目である血中ヘモグロビン濃度を測定するための種膜一体型血中ヘモグロビン濃度測定材料に関するものである。

よく知られているように、血液は血漿と、その中に懸濁された有形成分、即ち赤血球、白血球、血小板などから成り立っている。全血液中の血色素、ヘモグロビンの濃度は、赤血球数、ヘマトクリット値と共に、血液学分析項目中、特に重要

なデータとなる。

従来血中ヘモグロビン(以下、Hbと略記する)濃度を測定する方法としては、一定容量の溶血、非溶血の稀釈液の吸光度を測定、算出する方法が公知の方法として利用されているが、いずれも測定に時間がかかる上、操作が面倒であつたり、湿式法であるため手や装置を汚したりする欠点があつた。

ドライナシート状物を用いた血中ヘモグロビン濃度の測定法としては、タルクビスト法(T. W. Tallqvist 「Z. Klin. Med」, 40, 137, 1900)が古くから知られている。この方法は伊紙等の吸水性のよい紙に血液を飽和させ、その反射光学濃度を測定する方法である。

特開昭52—143885(米国特許4,057,394に対応)明細書にはタルクビスト法を改良したシート状物による血中ヘモグロビン量の定量法が開示されている。この開示技術は伊紙や織布の如き多孔質媒体中に酸化チタンなどの屈折率の高い粒子を含浸させた血液吸収マトリックス

を作成し、これに血液試料を含浸飽和させてその反射率を測定する方法である。同明細書にはまたポリエステルフィルム等の疎水性キャリアーの上に接着、積層した形で用いる方法も記載されているが、その際には特に、血液マトリックスから内蔵される空気を放出、除去する手段が測定精度を維持する為に必要であることが明記されている。同明細書にはまた、ドイツ特許出願公開(OL8)2,882,760明細書に記載の多層分析器具を用いた血中ヘモグロビンの測定法に關しても実施例を示している。この引例技術は、フィルムベースの上に、酵素及び発色試薬を含むゼラチンをバインダーとした層の上に酢酸セルロースをバインダーとした二酸化チタン微粒子分散層を塗布し、更にその上に、ケイ素土及びサリチル酸を含む酢酸セルロース層を塗布、乾燥した構成よりなっている。得られた多層小片の上面に血液試料を付着、飽和させたのち、その上面から反射率を反射分光器により測定し、血中ヘモグロビン濃度を知らる方法である。

- 3 -

ある。

以下においては本発明の一具体例である添付図面に記載のHb濃度測定シートに基づいて説明する。本発明のHb濃度測定シートの基本的構造は、第1図に示した如く、水不透過性平面支持体1の上に親水性バインダー層2、親水性の多孔性展開層3がこの順に積層一体化したシート状物である。Hb濃度を測定するときは、本発明のHb濃度測定シートの端かん概念図第2図に示したように親水性多孔性展開層側(Aの方向)から多孔性展開層の上に血液試料(全血、溶血液、稀釈血のいずれでもよい)を点着する。血液試料の量は $5\mu\text{L}$ ~ $100\mu\text{L}$ の間の量、たとえば $10\mu\text{L}$ が適当量である。点着された血液はすぐに同心円状に親水性の多孔性展開層中にしみ込みながら、水平方向に展開され、1秒から十数秒で外側にわずかに径の大きい、赤血球を含まない円をもつた、まつ赤な展開円を形成する。Hb濃度値の測定は、第2図の展開円の光学濃度をA方向又はB方向から、透過測光又は反射測光によつて実施される。予め

- 5 -

以上2つの方法は血液を酸化チタンなどの光散乱性粒子を含む多孔質膜上に付着し、血液試料を滴下した面から反射光学濃度を測定する方法に關するものである。これに対して本発明の血中ヘモグロビン濃度測定材料は、前述のような光散乱性粒子を含まない親水性の多孔性展開層と親水性バインダー層をもつ材料を用いて血中ヘモグロビン濃度を測定しうる材料である。

本発明の目的は微小容量の血液試料(全血を含める)を1滴点着したのち、シートの光学濃度を測定するだけの乾式操作で血中ヘモグロビン濃度を測定できる簡易ドライタイプの測定材料を提供することである。

本発明は、水不透過性支持体の上に親水性バインダー層および親水性の多孔性展開層がこの順に一体に設けられてなる血中ヘモグロビン濃度測定材料において、該多孔性展開層が単位面積当りほぼ一定容量の血液試料が該多孔性展開層に含まれるように血液試料液が展開されるよう構成したことを特徴とする血中ヘモグロビン濃度測定材料で

- 4 -

用意された換算表を用いて、測定値を血中Hb濃度に換算する方法により、直ちにHb濃度値を知ることができる。

本発明は、また水不透過性平面支持体の上に親水性バインダー層を設けその上に塗布、ラミネートなどの操作により親水性の多孔性展開層を流体接触状態で積層した構成のシート状物を用いた血中ヘモグロビン濃度の測定方法をも包含するものである。

以下に本発明のHb濃度測定シートを構成する材料について説明する。

親水性の多孔性展開層としては、纖維質または非纖維質からなり、親水性表面を有し、多孔性展開層の空隙の表面または多孔性展開層の内部が親水性である多孔質膜が用いられる。多孔性の程度は親水性の程度、多孔性の状態、孔の形状、孔の分布の仕方などによつて異なるので一概には決められないが、非纖維質の多孔性材料からなる場合にはその平均孔径は約 $2.5\mu\text{m}$ から約 $500\mu\text{m}$ の範囲、好ましくは約 $3\mu\text{m}$ から約 $100\mu\text{m}$ の

- 6 -

範囲であり、繊維質の多孔性材料からなる場合の例として、織物（ブロード）の場合約40ミクロンから約100ミクロンの範囲、好ましくは約60ミクロンから約80ミクロンの範囲である。なお織物の場合には織目やメッシュの大きさについて調べたところ、織目そのものの開孔径は1ミクロン程度まで多孔性展開層として用いることが判明した。

かかる親水性の多孔性展開層としては、特公昭48-2999号、特開昭49-53888号、特開昭52-131786号明細書などに開示されたメンブランフィルタを親水化処理したものやポーラス粉体膜などの非繊維質多孔質膜、特開昭54-72047号明細書に記載の親水化処理された織物、ガラス繊維、紙などからなるシート状物などを用いることができるが、中でも後述の如き特性の親水化処理された織物が特に適している。メンブランフィルタを用いる場合その孔径は約3ミクロンから約500ミクロンの範囲のものを用いることができ、好ましくは約3ミクロンから約100ミクロンの範囲である。

- 7 -

く、血液が点着されたとき、点着平面内でほぼ等方的に血液が展開されるように構成されている。かかる性能を発揮するためには、多孔性素材を親水化処理する必要がある。親水化処理の方法とはカチオン、アニオン、ノニオン性界面活性剤や可塑剤など親水性化合物、親水性コロイド（例、ゼラチン）を用いる吸着処理、酸、アルカリ処理による加水分解などによる親水化法、親水性化合物との反応による化学的親水化法、コロナ処理、火炎処理、紫外線照射、放電加工、蒸着処理、吹き付け処理、などがある。

pH緩衝液、抗凝固剤、抗溶血剤、酸化防止剤、酸化剤などヘモグロビンの色相を安定させる試薬、色素、顔料、無機塩、アルデヒド、イソシアネート、過酸化水素などの赤血球膜改質試薬などを多孔性展開層に加えておくことも精度の向上や、読み取りなど操作性の向上に役立つ。

全血を均一展開するには、特に展開性のよい多孔性展開層を用いる必要があるが、きめの細かい均一展開を達成するためには、上層に展開性にすぐ

多孔性展開層の厚さは10ミクロン以上なら特に制限はないが、使用血液試料液量、測定精度、操作性などの観点からして、約30ミクロンから約300ミクロンの範囲、好ましくは約50ミクロンから約100ミクロンの範囲が特に好ましくは約100ミクロンから約500ミクロンの範囲のものが用いられる。

本発明に用いられる多孔性展開層は単一の素材よりなる均一構造のものでもよいが、後述するより異なる物性のものを組み合わせて、性能を向上させたものでもよい。

後述する親水性バインダー層上に多孔性展開層を一体に形成する方法としては、予め既成の多孔性膜や織物をラミネートして一体化する方法と、多孔性展開膜を形成する能力のある溶液または分散液を親水性バインダー層上に塗布、乾燥することによって多孔性展開層を一体に形成する方法とがあるが、いずれも適宜利用することができる。

本発明のHb濃度測定シートに用いられる多孔性展開層はその試料点着面と多孔性展開層中の空隙の表面または多孔性展開層の内部の親水性が高

- 8 -

れ織物やメッシュを用い、その下に親水化したメンブランフィルタなどの小さい空隙の多孔質層を重ねた重層構成の多孔性展開層もすぐれた均一展開性能を発揮する。

本発明の血中ヘモグロビン測定シートにおいては、親水性の多孔性展開層中で均一展開された血液試料のうち水分と水溶性成分は下にある親水性バインダー層に均一展開されたままの状態で供給され浸透するので、多孔性展開層が血液試料で飽和することはない。これは一つには親水性の多孔性展開層は血液試料を均一展開する際に少なくとも約10%（容積比）の空隙を残して血液試料を均一展開する作用を有しているからである。従って本発明の材料においては多孔性展開層が血液試料により飽和される際に生ずる不利な現象である空気の詳細な泡が生ずることがないので親水性の多孔性展開層および/または親水性バインダー層には通気手段を特に設ける必要がない。これらの諸点は前述の特開昭52-143885明細書に比較の試験器具の発明の技術と全く相違する点で

- 10 -

- 9 -

ある。

親水性バインダー層に用いられる親水性バインダーとしては、ゼラチン、アガロース、デキストランなどの天然高分子、ポリビニルアルコール、ポリアクリルアミド、ポリアクリル酸などの親水性合成高分子物質などの広い範囲の物質を利用できるが、水に対する膨潤性、ゲル形成能が優れており、製造、接着、吸水性などが良好な写真用ゼラチンがもつとも好ましい。

親水性バインダー層には展開調節の他、ヘモグロビンの色相の安定化、浸透、拡散、析出防止などを目的として、各種の添加剤を加えることができる。これらの添加剤としては、ノニオン、カチオン、アニオン系界面活性剤、可塑剤、無機塩、有機酸塩、pH緩衝剤、顔料、色素、固体微粒子繊維、酸化剤、還元剤、酸、アルカリ、など低分子、高分子の化合物がある。展開円直径の読み取りを容易にする為に、血清のpHで呈色又は消色するpH指示薬やアルブミンなどの血清成分と反応して呈色するプロモクレゾールグリーンなどの

- 1 / 1 -

シク板のように変形しない板状のものを使用することもできるが、可撓性のフィルム状物が、製造、取り扱いなどの点で有利である場合が多い。勿論使用状況や保存など必要に応じて、更に、透明、不透明の他の支持体と組み合わせて使用することもできる。

本発明のHb濃度測定シートにおいては血中Hb濃度測定シートの親水性の多孔性展開層の上に未稀釈または稀釈した血液試料(例、全血、稀釈した全血)の少量(例、10μl)を付着させると血液試料は速かに親水性の多孔性展開層の中で平面状に均一に(すなわち単位面積当たりほぼ一定容量の血液試料が多孔性展開層に含まれるように)展開される。この際多孔性展開層の下にある親水性バインダー層は水分及びその中に溶解している低分子量の拡散性物質を吸収するので、血液試料液がその展開過程で微少な泡などを生成して、不均一な展開をすることなどを抑え、多孔性展開層中に速かつ均一に展開するのを助ける。また、

- 1 / 3 -

呈色試薬を加えることもできる。

親水性バインダー層は浸透性の向上、読み取りやすさの向上、カールの防止などを目的として、場合によつては2層又はそれ以上の層に分けることもできる。

親水性バインダー層の厚さは0.1μmから1mm、好ましくは1μmから100μm、特に好ましくは5μmから50μmの範囲である。

本発明のHb濃度測定シートを形成する材料は、水不透過平面支持体として透明又は半透明なガラスなどの板状のもの又はポリエステル(例、ポリエチレンテレフタレート、ビスフェノールAのポリカルボネート)、セルロースエステル(例、セルロースジアセテート、セルローストリアセテート、セルロースアセテートプロピオネート)、ポリメチルメタクリレートなどの合成樹脂フィルムなどが用いられる。支持体の厚さは約10μmから約3mm、好ましくは約20μmから約1mm、最も好ましくは約50μmから約500μmの範囲である。目的、用途によつて、ガラスやプラスチック

- 1 / 2 -

親水性バインダー層はそれ自身が半透膜性を有しているので赤血球、白血球、血小板などの有形成分は勿論、アルブミン、グロブリンなどの蛋白質や、溶血ヘモグロビンをも透過させない。従つて測定すべきヘモグロビンは親水性バインダー層と多孔性展開層との界面で平面をつくりつつ均一に展開する。従つて反射光半濃度の測光面が、凹凸面ではなく平面となるので測定精度は高くなる。

親水性バインダー層の他の重要な役割はヘモグロビンの安定化である。よく知られているようにヘモグロビンは乾燥や空気との接触により容易に酸化され、結果として色相の変化、即ち吸収波長の変化を生ずる。このため溶液中のヘモグロビン量を正確に測定するにはヘモグロビン自身の吸収スペクトルを安定化しておく必要があり、例えばシアノメトヘモグロビンとしてから測定する方法などが実施されている。

本発明のHb濃度測定シートは前記の公知技術と同様に血液試料の点着面側から測定することも可能であるが、その場合には、シート表面の乾燥

- 1 / 4 -

の進行やヘモグロビンの酸化、変性などの変化が大きく、結果として測定精度はあまりよくない。

これに対し、本発明のHb濃度測定シートを血液試料点着後その点着面とは逆の方向、すなわち、透明支持体を通して親水性バインダー層側から測定する場合には、測定面でのヘモグロビンの変性は、点着表面に比べてずっと少なく、また乾燥の影響もはるかに少ないので、測定はきわめて安定し、精度は向上する。

本発明のHb濃度測定シートを用いて透明支持体を通しての測光法の他の利点は測定可能領域の拡大にある。

本発明のHb濃度測定シートを前記の特開昭52-143885明細書に記載の血中ヘモグロビン測定用シートなどと同様に血液点着面側から反射光学濃度を測定すると、点着表面には赤血球が多く存在し結果として、表面反射光学濃度が高くなるので、高濃度のヘモグロビンを含む血液を試料として用いる場合には反射光学濃度が飽和してしまい、定量的な測定ができなくなる。これ

- 15 -

を点着し、展開後のHb濃度を赤色光により直接光学濃度として測定することにより、直ちに血中のHb濃度を知ることができる。

本発明のHb濃度測定シートは、血液試料を正確に秤量しないでも、血中Hb濃度を測定し得るという点に最大の特徴をもっている。血液は粘性が高く、また温度、空気との接触、機械的撹拌その他の原因によつて溶血などの変化を起し易く、試料の精秤そのものが難しい。本発明のHb濃度測定シートは、正確な秤量が不要であるばかりでなく多少の溶血がある試料であつても新鮮血と同様の測定操作で、Hb濃度の測定を実行できる。

本発明のHb濃度測定シートは、1回の測定に適したストリップスやチップなどの小片を単位とした大きさのものとして、用いることもできるし、複数の検体を1枚のシートで検定できるような大きさのシートとしてもよいし、また、ロール状物として、連続的な測定に便利な形態として利用することもできる。

次に本発明を実施例により具体的に詳しく説明

- 17 -

に対して、血液を点着した側と反対の面から透明支持体、親水性バインダー層を通して測定する場合には赤血球が層をなして測定面に集まることはなく点着した血液の親水性バインダー層の上に拡散してきた量のみを測ることになるので、反射光学濃度の飽和は起りにくい。つまり試料を点着した面とは逆の面から測定することにより定量測定が可能な血中ヘモグロビン濃度範囲が著しく拡大される。

本発明のHb濃度測定シートはその上に全血試料を点着し、シート上に形成された展開内の光学濃度を測定するだけで血中のHb濃度値を知ることができる方法をも提供するものである。以下に発明の原理の概略を述べる。

本発明に用いる多孔性展開層は、液体試料すなわち血液試料の液量や粘性、すなわち血中の血球成分量や蛋白量には影響されずに単位面積当りほぼ一定量の血液試料液が多孔性展開層に含まれるように血液試料液が展開される構成された親水性の多孔性材料からなっている。従つて血液試料

- 16 -

するが、これらの実施例に本発明が限定されるものではない。

実施例1

セラチン用の下張り処理が施されている厚さ185 μ mの透明なポリエチレンテレフタレート(PET)フィルム上に乾燥層厚が15 μ mになるようにセラチン層を塗布し乾燥した。このセラチン層の上に0.5% (重量比)のポリオキシエチレンノニルフエニルエーテル(界面活性剤、アトラス社製トリトンX-405)を含浸させた平均孔径5 μ mのマイクロフィルター(富士写真フィルムFM-500、多孔性展開層)を湿潤下に圧着、ラミネートしてHb濃度測定シート(多層フィルム)を調製した。

新鮮な輸血用ACD保存血を遠心分離によつて分離し、血球成分と血漿成分とに分けたのち両者を種々の割合で混合しヘマトクリット値が0から70%まで変化した一連の血液試料を調製した。それぞれについて、稀釈血液をつくり、溶液の吸光度を測定する方法によりヘモグロビン濃度を

- 18 -

測定したところ、 $0 \sim 24.7 \text{ mg/d.l}$ であつた。

前述した方法によつて調製したHb濃度測定シートの多孔性展開層の上にそれぞれのHb濃度を有する試料血 $10 \mu\text{l}$ を滴下した。試料血はHb濃度に関係なくほぼ一定面積の円状に展開された。

試料血の滴下後1分たつたのち、マクベス反射光学濃度計(HD-5/4)を用いて、多孔性展開部分の赤色反射光学濃度を透明PETフィルム側から測定した。試料血のHb濃度値と反射光学濃度との対応は第3図のグラフのとおりであつて、両者は良い相関を示した。

実施例2

実施例1のマイクロフィルターにかえて、縮10%のブロード(80収)に0.2%のポリオキシエチレンノニルフェノキシエーテル(ノニオン界面活性剤、日本油脂製HS210)を含む水を含浸、乾燥させて得た、布地を親水性の多孔性展開層として用いて、Hb濃度測定シートを調製した。

このようにして調製したHb濃度測定シートを

- 19 -

用いて、実施例1と同様の方法によつて、Hb濃度値と反射光学濃度(マクベスHD5/4で測定した値)との関係を調べた。比較のために点滴面すなわち多孔性展開層側からの測定値と、透明PETフィルム側からの測定値とを比較した。第1表に示す通り、透明PET支持体側からの測定値は多孔性展開層側からの測定値に比べて著しくよい定数性を与えることが判明した。

第 1 表

	標準法によるHb濃度値					
	2.5	6.3	11.7	17.4	20.3	22.8
透明PETフィルム側からの測定した反射光学濃度値	0.71	0.87	1.06	1.39	1.51	1.62
多孔性展開層側からの測定した反射光学濃度値	0.66	1.02	1.38	1.71	1.73	1.71

- 20 -

実施例3

ゼラチン用下塗り処理を施した厚さ $185 \mu\text{m}$ の透明PETフィルムの上に0.1%のノニオン界面活性剤HS210を含む写真用ゼラチンを乾燥層厚が $40 \mu\text{m}$ になるように塗布、乾燥した。次いでこの上に0.5%のノニオン界面活性剤HS210を含浸させた平均孔径 $3 \mu\text{m}$ のマイクロフィルター(富士マイクロフィルターDM300、多孔性展開層)を湿潤下に圧着、ラミネートした。こうして得られたフィルムの上に更に 400メッシュ のナイロン布を圧着しつつ実施例1と同様にして調製したHb濃度値の異なる血液試料の $10 \mu\text{l}$ を点滴した。

試料血を点滴後およそ1分を経過したのち展開血液の反射光学濃度をマクベスHD5/4反射光学濃度計を用いて、透明PETフィルム側から測定した。第2表に示す如く、標準法に対してよい相関をもつことが判明した。

- 21 -

第 2 表

標準法によるHb濃度値(g/d.l)	4.4	9.0	13.2	16.8	21.9
反射光学濃度値	0.71	0.82	0.99	1.10	1.26

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の血中ヘモグロビン濃度測定材料の一具体例である血中ヘモグロビン濃度測定シートの断面概念図である。

第2図は第1図に示した血中ヘモグロビン濃度測定シートの親水性の多孔性展開層の上に血液試料を点滴し血液試料が展開された状態を示す鳥瞰図である。

第1図および第2図において、

1. 水不透過性支持体
2. 親水性バインダー層
3. 親水性の多孔性展開層
4. 展開円

- 22 -

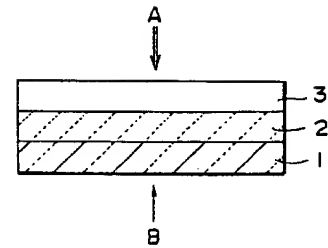
矢印 A 血液試料を点着する方向および展開膜を
多孔性展開膜側から観察・測定する方向。
矢印 B 透明及水不透過性支持体を用いた場合に
支持体側から展開膜を観察・測定する方
向

を表わす。

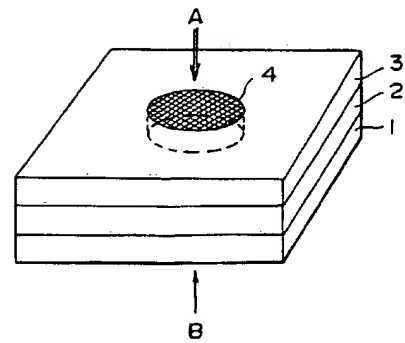
第 3 図は実施例 3 における標準法による血中へ
モグロビン濃度値と本発明の血中へモグロビン濃
度測定シートを用いて測定した反射光学濃度値と
の関係を示すグラフである。

特許出願人 富士写真フイルム株式会社
代理人 弁理士 深 沢 敏 男
(他ノ名)

第 1 図

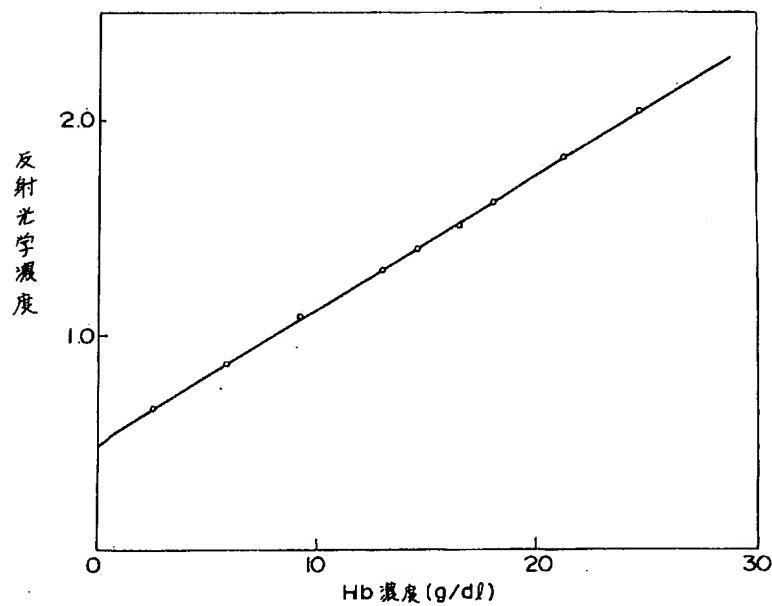


第 2 図



- 23 -

第 3 図



手続補正書

昭和55年1月22日

特許庁長官 川原能雄殿

55-000435

1. 事件の表示 ~~昭和55年~~ 願第 ~~55-000435~~ 号
昭和55年1月7日付特許願(B)

2. 発明の名称 血中ヘモグロビン濃度測定材料

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 神奈川県南足柄市中沼210番地

名称(520)富士写真フイルム株式会社

代表者 平田九州男

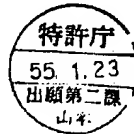
4. 代理人 〒106

居所 東京都港区西麻布2丁目26番30号

富士写真フイルム株式会社 内

氏名 弁理士(6642) 深沢敏男

電話 (406) 2837



(7) 同第18頁、第9行から第10行の「アトラス」を「ロームアンドハース」に訂正する。

以上

特開昭56-97872(B)

5. 補正の対象 明細書の「特許請求の範囲」の欄、「発明の詳細な説明」の欄

6. 補正の内容

(1) 明細書第1頁の特許請求の範囲を別紙のとおり訂正する。

(2) 同第4頁第15行「親水性の」を「親水性表面を有し、層の内部の空隙の表面または層の内部が親水性で、かつ水に不溶性である（以下、単に「親水性の」という。）」に訂正する。

(3) 同第6頁第15行の「水性」と「である」の間に「で水に不溶性」を挿入する。

(4) 同第7頁第11行の「れた」と「メンブランフィルタ」の間に「メンブランフィルタ、」を挿入する。

(5) 同第16頁第9行の「展開される」と「構成された」の間に「ように」を挿入する。

(6) 同第18頁、第8行から第9行の「ポリオキシエチレンノニルフエニルエーテル」を「アルキルフエノキシポリエトキシエタノール」に訂正する。

— / —

別紙

特許請求の範囲

水不透過性支持体の上に親水性バインダー層および親水性表面を有し、層の内部の空隙の表面または層の内部が親水性で、かつ水に不溶性である多孔性展開層がこの順に一体に設けられてなる血中ヘモグロビン濃度測定材料において、該多孔性展開層が単位面積当たりほぼ一定容量の血液試料が該多孔性展開層に含まれるように血液試料液が展開されるよう構成したことを特徴とする血中ヘモグロビン濃度測定材料。

CLIPPEDIMAGE= JP356097872A

PAT-NO: JP356097872A

DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 56097872 A

TITLE: MEASURING MATERIAL FOR CONCENTRATION OF HEMOGLOBIN
IN BLOOD

PUBN-DATE: August 6, 1981

INVENTOR-INFORMATION:

NAME

KITAJIMA, MASAO

ARAI, FUMITADA

KONDO, ASAJI

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME

FUJI PHOTO FILM CO LTD

COUNTRY

N/A

APPL-NO: JP55000435

APPL-DATE: January 7, 1980

INT-CL (IPC): G01N033/72

US-CL-CURRENT: 422/56

ABSTRACT:

PURPOSE: To measure the concentration of hemoglobin in blood by dropping one-drop sample of the blood on developing layer and only measuring the optical concentration, by providing hydrophylic, water-insoluble, porous developing layer containing no light scatterably grain on the water-impermeable supporting body through hydrophylic binder layer.

CONSTITUTION: The hydrophylic binder layer 2 composed of gelatin, polyvinyl alcohol etc., is provided on the water-impermeable, transparent film 1 such as polyester. The porous developing layer 3 is formed on the

layer 2 by
press-fixing (non) fibrous, porous material impregnated
with surface active
agent such as polyoxyethylene nonylphenyl ether and having
 $2.5 \sim 500 \mu\text{m}$
mean pore diameter, there by preparing a measuring sheet of
the hemoglobin (Hb)
concentration. One drop of sample blood is dropped on the
layer 3 and the
concentration of red reflected light resulted from the
development 4 is
measured from the side of the film 1 (the arrow mark B).
Hb concentration of
the blood sample is found by reflected optical
concentration by using a known
correspondence graph. Measuring value is more or less
unstable by the surface
dryness of the circle 4 for measuring from the side of the
layer 3 (the arrow
mark A).

COPYRIGHT: (C)1981, JPO&Japio